

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-220200
(43)Date of publication of application : 26.08.1997

(51)Int. CI. A61B 5/00
A61B 6/00
G06T 1/00
G09G 5/00
G09G 5/00

(21)Application number : 08-294006 (71)Applicant : SIEMENS AG
(22)Date of filing : 06.11.1996 (72)Inventor : SKLEBITZ HARTMUT DIPL ING

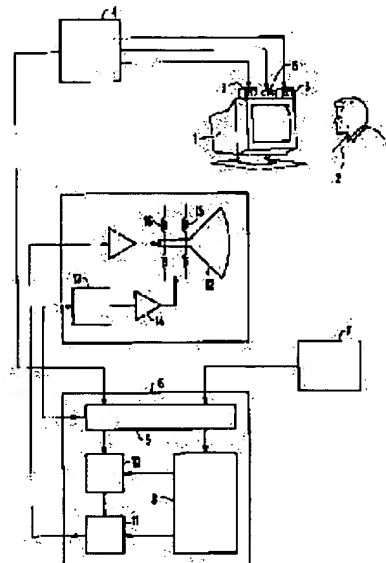
(30)Priority
Priority number : 95 19541301 Priority date : 06.11.1995 Priority country : DE

(54) DISPLAY UNIT FOR HIGH-RESOLUTION MATRIX IMAGE OBTAINED BY MEDICAL DIAGNOSTIC APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an image display unit with a technology capable of reducing a time necessary for displaying high resolution images compared to that realized in conventional technologies.

SOLUTION: This is a display unit for high resolution matrix images obtained by a medical diagnostic apparatus for example. It is equipped with a detection mean (3) capable of detecting an operator focusing and making close observation of images on a display unit (1). The mean (3) can generate a signal to control the display unit (1) so that the image resolution of the display unit (1) at a central area under close observation by the operator is made higher than that at areas where no observation is made.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]
[Date of sending the examiner's decision of rejection]
[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]
[Date of final disposal for application]
[Patent number]
[Date of registration]

AS

(11)特許出願公開番号

特開平9-220200

(43)公開日 平成9年(1997)8月26日

(51)Int.Cl. ⁹	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/00			A 6 1 B 5/00	D
6/00	3 6 0		6/00	3 6 0 Z
G 0 6 T 1/00			G 0 9 G 5/00	5 1 0 D
G 0 9 G 5/00	5 1 0			5 5 0 C
	5 5 0		G 0 6 F 15/62	A
審査請求 未請求 請求項の数11 O L (全 5 頁)				

審査請求 未請求 請求項の数11 O/L (全 5 頁)

(21)出願番号 特願平8-294006

(22)出願日 平成8年(1996)11月6日

(31)優先権主張番号 19541301.6

(32)優先日 1995年11月6日

(33)優先権主張国 ドイツ (DE)

(71)出願人 390039413

シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT

ドイツ連邦共和国 ベルリン 及び ミュンヘン (番地なし)

(72)発明者 ハルトムート スクレビッツ

ドイツ連邦共和国 エアランゲン ライン
シャルテンヴェーク 6 アー

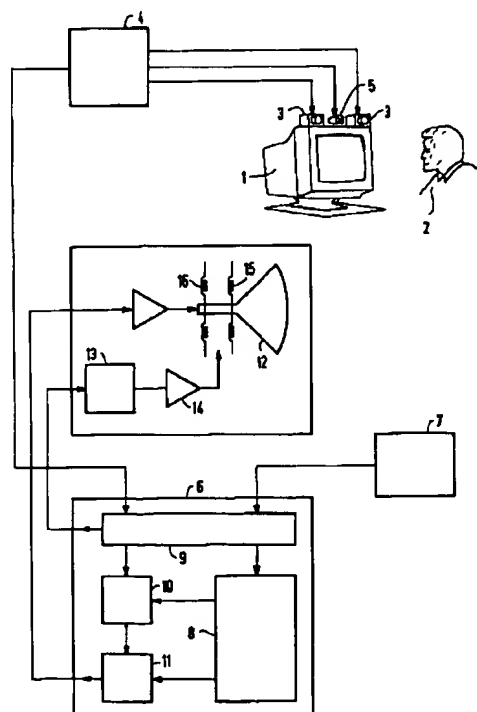
(74)代理人 弁理士 矢野 敏雄 (外2名)

(54) 【発明の名称】 医用診断装置によって得られた高解像度マトリクス画像に対する表示装置

(57) 【要約】

【課題】 画像表示装置の高解像度画像の表示に必要な時間を従来技術に対して低減することである。

【解決手段】 例えば医用診断装置によって得られた高解像度マトリクス画像に対する表示装置であって、観察者（２）が表示装置（１）に焦点を合わせ、注視していることを検出するための手段（３）を有し、該手段（３）は表示装置（１）を制御するための信号を形成し、表示装置（１）の解像度が注視領域（１７）の中央では、表示装置（１）の非注視領域（１８、１９）よりも高くなるようにする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 例えば医用診断装置によって得られた高解像度マトリクス画像に対する表示装置であって、観察者(2)が表示装置(1)に焦点を合わせ、注視していることを検出するための手段(3)を有し、
該手段(3)は表示装置(1)を制御するための信号を形成し、表示装置(1)の解像度が注視領域(17)の中央では、表示装置(1)の非注視領域(18、19)よりも高くなるようにする、ことを特徴とする表示装置。

【請求項2】 表示装置(1)の解像度が、注視領域からの距離に依存して低減される、請求項1記載の表示装置。

【請求項3】 表示装置(1)の解像度が、観察者(2)が視野の中心の解像度と視野の外の解像度とを区別できないように低減する、請求項1または2記載の表示装置。

【請求項4】 検出手段(3)は、観察者(2)が表示装置(1)に焦点を合わせて注視することを検出し、少なくとも1つの接眼カメラを有する、請求項1から3までのいずれか1項記載の表示装置。

【請求項5】 接眼カメラ(3)は、表示装置の領域に配置されている、請求項4記載の表示装置。

【請求項6】 接眼カメラ(3)は観察者(3)によりヘッドギヤに装着される、請求項4記載の表示装置。

【請求項7】 焦点が検出されないスタンバイ・モードでは、表示装置(1)の解像度は512²から1024²画素の領域にある、請求項1から6までのいずれか1項記載の表示装置。

【請求項8】 接眼カメラ(3)により検出された観察者(2)の焦点では、電子ビームにより掃引された走査線数の解像度が最大である、請求項1から7までのいずれか1項記載の表示装置。

【請求項9】 高解像度から低解像度への移行は連続的に行う、請求項1から8までのいずれか1項記載の表示装置。

【請求項10】 低解像度(18)の画像信号の明度を移行領域で次のように低減または上昇させる、すなわち高解像度の画像信号に対する明度が移行領域(18)で上昇ないし低減するように行う、請求項1から9までのいずれか1項記載の表示装置。

【請求項11】 高解像度の領域は円形または正方形に構成されている、請求項1から10までのいずれか1項記載の表示装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、医用診断装置によって得られた高解像度マトリクス画像に対する表示装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 DE-AS 1169502から、画像領域の一部が画像の残りの部分よりも高解像度で表示されるX線装置が公知である。

【0003】 高解像度デジタル放射線グラフィック装置は、例えば2000²画素の大きさマトリクスを有し、高次のデジタル化が行われる。このような装置では、例えばハードディスクまたは光学ディスクに記録された画像データを短時間で、計算器または画像ディスプレイ装置のRAM領域にロードすることは不可能である。記憶された画像データのロードに対して比較的多くの時間が必要であるので、フィルム・マモグラフィー撮影の方がデジタル・マモグラフィーによる撮影よりも迅速な所見が得られる。

【0004】 DE-OS 2740998から透過照明用のX線診断装置が公知である。この装置は透光画像を撮影するX線画像増幅器と、透過画像を再生するための視覚装置を有し、X線画像増幅器にはテレビジョンが後置接続されている。観察者の視線方向を検出するための装置が設けられており、この装置はX線ビーム発生器から放射されたビーム束の中央ビーム方向を変化させるための制御装置に接続されている。この制御装置は、中央ビームの方向が観察者の視線方向の相当するようにビームを調整する。

【0005】 観察者の視線方向を検出するための装置は、例えば刊行物“Bild und Wissenschaft”, Heft 3, 1977, 27ページに記載されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】 本発明の課題は、例えば医用診断装置により得られた、高解像度マトリクス画像に対する表示装置を次のように構成することである。すなわち、高マトリクスの画像の表示に必要な時間を従来技術に対して低減することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】 この課題は本発明により、例えば医用診断装置によって得られた高解像度マトリクス画像に対する表示装置であって、観察者が表示装置に焦点を合わせ、注視していることを検出するための手段を有し、該手段は表示装置を制御するための信号を形成し、表示装置の解像度が注視領域の中央では、表示装置の非注視領域よりも高くなるように構成して解決される。

【0008】

【発明の実施の形態】 本発明の利点は、観察者が表示装置にフォーカシングし、観察したものを検出する手段が設けられており、表示装置を制御するための信号が、表示装置の局所解像度が観察領域では非観察領域よりも高くなるように形成される、ことである。観察領域だけに高解像度画像信号が使用される。これは、観察領域を高局所解像度で表示し、観察領域の外では画像情報、すなわちデータ量を低減するためである。画像信号をロード

するのに必要な時間は、データ量が低減されたので非常に減少する。

【0009】表示装置の局所解像度を観察領域からの間隔に依存して低減すると有利である。これにより観察者は画像領域全体が高解像度を有するような印象を受ける。

【0010】焦点を検出するための手段が少なくとも1つの接眼カメラを有し、このカメラが表示装置の領域に配置されるか、または観察者の頭部に装着されると有利である。これによりとくに簡単かつ安価に、観察者が表示装置に観察している領域を検出することができる。

【0011】本発明の利点および詳細を、以下従属請求項に関連して、実施例の図面に基づいて説明する。

【0012】

【実施例】図1に示されたブロック回路図は表示装置を示す。この表示装置は例えばX線ビーム、超音波または磁気共振によって得られた診断対象の画像信号に対するものである。表示装置1に示された画像信号を観察者2が評価することができる。例えば接眼カメラ3として構成された手段を介して観察者の焦点、すなわち観察者によって固定された表示装置1上の領域を検出することができる。接眼カメラ3は、記録装置1に観察者の方向に向けて配置することができる。しかし接眼カメラをヘッドギヤに配置して、これを観察者が装着するようにもできる。接眼カメラ3には第1の計算ユニット4が配属されており、この計算ユニットは接眼カメラ3からの信号から表示装置1に注視されている領域を求める。例えば暗室では、赤外線照射部5を設けると有利である。これにより接眼カメラから良好に評価可能な信号を得ることができる。この第1の計算ユニット4には第2の計算ユニット6が後置接続されている。この第2の計算ユニットには、記録ユニット7の信号が供給される。記録ユニット7はここではX線診断装置、超音波装置、または磁気共振装置として、被検対象物の画像信号を形成するために構成することができる。第2の計算ユニット6には画像信号メモリ8が配属されている。この画像信号メモリは信号調整器9により制御される。画像信号メモリ8の出力側は、粗マトリクスの画像信号、すなわち解像度の低い画像信号に対するRAMメモリ10と接続されている。また画像メモリ8の第2の出力側は微細マトリクスの画像信号、すなわち高解像度の画像信号に対するものであり、D/A変換器11の第1の入力側と接続されている。このD/A変換器11には、RAMメモリ10の信号も供給される。D/A変換器11の出力信号は表示装置1のビデオ信号としてCRT12に供給される。信号調整器9には偏向電圧発生器13と、表示装置1の偏向コイル15、16を制御するための偏向段14が接続されている。

【0013】図2には、表示装置1の画面が示されている。ここで観察者が焦点を合わせる領域、すなわち注視

する領域は17で示されている。この焦点合わせされた領域17には移行領域18が隣接し、さらに別の領域19、すなわち画面の残りの表示面が続いている。別の領域19には、低解像度の画像信号のみが表示される。これに対して焦点合わせされた領域17には高解像度の画像信号のみが表示される。移行領域18には、低解像度の画像信号と高解像度の画像信号の両方がCRT12の電子ビームによって表示される。しかし移行領域では、低解像度の画像信号の明度が焦点合わせ領域17に向かって減少し、これから離れると増加する。また高解像度の画像信号の明度は焦点合わせ領域17に向かって増加し、これから離れると減少する。有利には移行領域8では、低解像度の画像信号の明度を、高解像度の画像信号の明度が上昇ないし低下するのと同じように低下ないし上昇させる。明度上昇または明度低下が連続的であれば、有利には滑らかな移行が得られ、観察者2が気付かない。

【0014】図3には、例えば水平偏向信号が示されている。ここでは、時間領域tAで低解像度の画像信号が、時間領域tLで高解像度の画像信号が画面に電子ビームにより掃引される。

【0015】時間領域tAの間にすべての走査線信号が画面に伝送される。

【0016】時間領域tAに続く時間領域tL（図6）では、水平方向の位置領域H1まで高解像度の画像信号は電子ビームによって伝送されない。

【0017】時間領域tL、および水平位置領域H1とH2との間では、高解像度の画像信号が伝送され、すでに説明したように明度が上昇される。

【0018】時間領域tLおよびH2とH3との間の水平位置領域では、さらに高解像度の画像信号の伝送が明度の変化なしに行われる。

【0019】時間領域tLおよびH3とH4の間の水平位置領域では高解像度の画像信号の伝送が、すでに説明した明度の減少によって行われる。

【0020】時間領域tLおよび水平位置領域H4の後では、高解像度の画像信号の伝送はそれ以上行われない。すなわち電子ビームは“暗転”される。

【0021】したがって時間領域tLの間では、高解像度の画像信号だけが移行領域18と焦点合わせ領域17に伝送される。偏向コイル15に対する相応の水平偏向信号は図4に示されている。この水平偏向電圧の直流電圧成分によって画素の水平位置が定められる。

【0022】画像交番fw（図5）は $fw = 1/tw$ から得られる。ここでtwは時間領域tAとtLから合成される。垂直偏向信号を時間領域tA内でずらすことにより（矢印参照）、移行領域18と焦点合わせ領域17の垂直位置を制御することができる。

【0023】スタンバイ・モード、すなわち接眼カメラ3が焦点合わせされた領域17を記録しないときは、常

5

に焦点合わせされた領域17の外に、画像信号が表示装置1に、例えば512²または1024²の比較的粗いマトリクスで表示される。この画像信号は非常に高速に第2の計算ユニット6により画像メモリ8からロードされ、表示装置1に表示することができる。接眼カメラ3により焦点合わせされた領域17では、CRT12の電子ビームにより掃引される走査線数が最大である。ここでは、画像信号メモリ8から高解像度の画像信号をロードする間、粗いマトリクスを短時間表示することもできる。ここでこのマトリクスは有利には、観

【0024】有利には表示装置1の解像度を注視領域17からの距離に依存して低減する。表示装置1の解像度は次のように低減すべきである。すなわち、観察者2が視野の中心にある解像度と視野の外の解像度との差を区別できないように低減すべきである。

【0025】有利には電子ビームによって掃引される走査線数も、接眼カメラ3により焦点合わせされた領域と

6

して検知された領域17内で最大になるようにする。とりわけ、焦点合わせされた領域17が円形または正方形に構成されていると有利であることが示されている。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の表示装置のブロック回路図である。

【図2】図1の表示装置の画面を示す図である。

【図3】水平偏向に対する信号の基本線図である。

【図4】微細マトリクスで画像信号を表示するための水平偏向に対する信号の基本線図である。

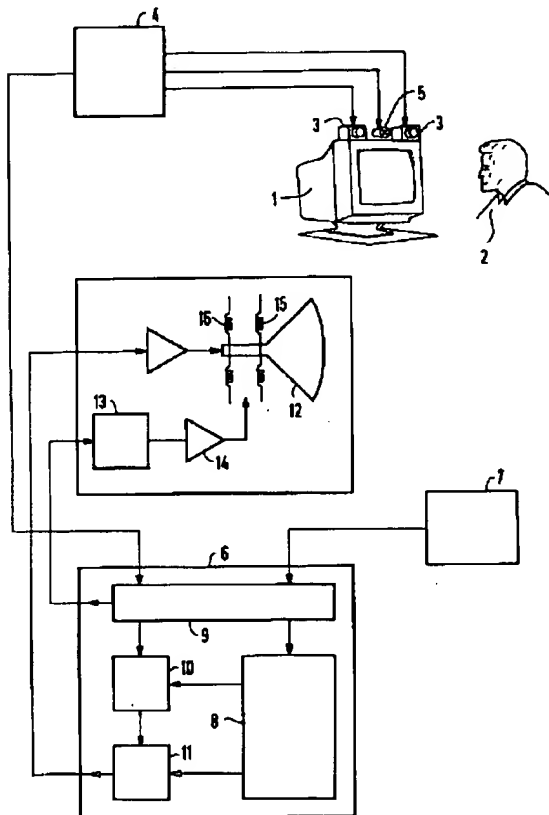
【図5】垂直偏向に対する信号の基本線図である。

【図6】画像信号の明度に対する信号の基本線図である。

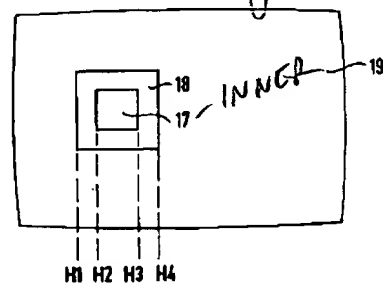
【符号の説明】

- 1 表示装置
- 2 観察者
- 3 接眼カメラ
- 4 第1の計算ユニット
- 5 赤外線照射部

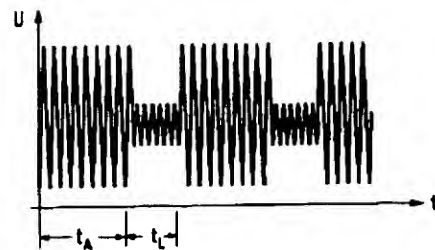
【図1】



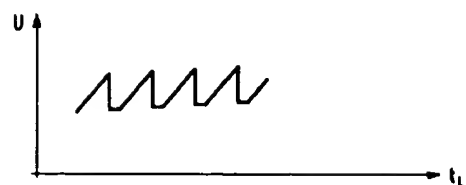
【図2】



【図3】



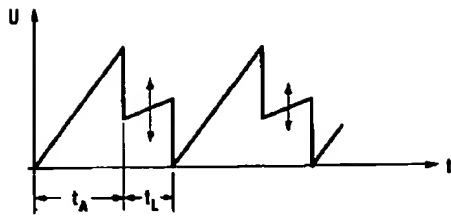
【図4】



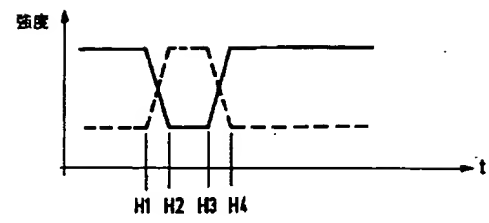
(5)

特開平9-220200

【図5】



【図6】



*** NOTICES ***

JPO and NCIPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the display to the high resolution matrix image obtained by medical diagnostic equipment.

[0002]

[Description of the Prior Art] The X-ray plant with which a part of image field is displayed with high resolution rather than the remaining part of an image from DE-AS1169502 is well-known.

[0003] A high resolution digital radiation graphic device has a 20002-pixel magnitude matrix, and high order digitization is performed. It is impossible to be a short time and to load the image data recorded, for example on the hard disk or the optical disk to the RAM field of a calculator or an image display unit with such equipment. To loading of the memorized image data, since comparatively much time amount is required, a view with the film-MAMOGURA fee photography quicker than photography by the digital MAMOGURA fee is acquired.

[0004] The X-ray-diagnosis equipment for transmitted illumination is well-known from DE-OS2740998. This equipment has the X-ray picture amplifier which photos a light transmission image, and vision equipment for reproducing a transparency image, and postposing connection of the television is made at the X-ray picture amplifier. The equipment for detecting an observer's direction of a look is formed, and this equipment is connected to the control unit for changing the central beam direction of the beam bundle emitted from the X-ray beam generator. As for this control device, the direction of a central beam adjusts a beam so that an observer's direction of a look may correspond.

[0005] The equipment for detecting an observer's direction of a look is indicated by a publication "Bild und Wissenschaft", Heft 3, and 1977 or 27 pages.

[0006]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] The technical problem of this invention is constituting as follows the display to a high resolution matrix image obtained by for example, medical diagnostic equipment. That is, it is reducing time amount required for the display of the image of a high matrix to the conventional technique.

[0007]

[Means for Solving the Problem] It has a means for detecting that this technical problem is a display to the high resolution matrix image obtained by for example, medical diagnostic equipment by this invention, and the observer doubled the focus with the display and it is gazing, and the signal for controlling a display is formed, it constitutes and this means is solved so that the resolution of a display may become higher than the non-gazing field of a display in the center of a gaze field.

[0008]

[Embodiment of the Invention] The advantage of this invention is what a means by which an observer detects what carried out focusing to the display and was observed is established, and is formed so that the signal for controlling a display may become [the degree of local solution image of a display] higher in an observation field than a non-observing field. A high resolution picture signal is used only for an observation field. This is for displaying an observation field with the degree of high local solution image, and reducing image information, i.e., the amount of data, outside an observation field. Since the amount of data was reduced, time amount required to load a picture signal decreases very much.

[0009] It is advantageous if the degree of local solution image of a display is reduced depending on spacing from an observation field. Thereby, an observer receives an impression to which the whole image field has high resolution.

[0010] It is advantageous, if the means for detecting a focus has at least one eyepiece camera, and this camera is arranged to the field of a display or an observer's head is equipped. An observer can detect thereby especially the field currently observed to the display simply and cheaply.

[0011] The advantage and detail of this invention are explained in relation to a subordination claim based on the drawing of an example below.

[0012]

[Example] The block circuit diagram shown in drawing 1 shows a display. As opposed to the picture signal for a diagnosis with which this indicating equipment was obtained by an X-ray beam, a supersonic wave, or magnetic resonance. An observer 2 can evaluate the picture signal shown in the display 1. For example, an observer's focus, i.e., the field on the display 1 fixed by the observer, is detectable through the means constituted as an eyepiece camera 3. The eyepiece camera 3 can be arranged towards the direction of an observer to a recording device 1. However, an eyepiece camera is arranged on a head gear and an observer can equip with this. The 1st count unit 4 is assigned to the eyepiece camera 3, and this count unit asks for the field currently stared by the display 1 from the signal from the eyepiece camera 3. For example, if the infrared exposure section 5 is formed, it is

advantageous in a dark room. Thereby, the signal which can be evaluated good can be acquired from an eyepiece camera. Postposing connection of the 2nd count unit 6 is made at this 1st count unit 4. The signal of the record unit 7 is supplied to this 2nd count unit. As X-ray-diagnosis equipment, an ultrasonic device, or magnetic resonance equipment, the record unit 7 can be constituted here in order to form the picture signal of a specimen object. The picture signal memory 8 is assigned to the 2nd count unit 6. This picture signal memory is controlled by the signal regulator 9. The output side of the picture signal memory 8 is connected with RAM memory 10 to the picture signal of a rough matrix, i.e., a picture signal with low resolution. Moreover, the 2nd output side of an image memory 8 is connected with the 1st input side of D/A converter 11 to the picture signal of a detailed matrix, i.e., the picture signal of high resolution. The signal of RAM memory 10 is also supplied to this D/A converter 11. The output signal of D/A converter 11 is supplied to CRT12 as a video signal of an indicating equipment 1. The deviation stage 14 for controlling the deflecting voltage generator 13 and the deflecting coils 15 and 16 of a display 1 is connected to the signal regulator 9.

[0013] The screen of a display 1 is shown in drawing 2. The field with which an observer doubles a focus here, i.e., the field at which it gazes, is shown by 17. The transitional zone 18 adjoins this field 17 by which focusing was carried out, and the remaining screens of still more nearly another field 19, i.e., a screen, continue. Only the picture signal of a low resolution is displayed on another field 19. On the other hand, only the picture signal of high resolution is displayed on the field 17 by which focusing was carried out. Both the picture signal of a low resolution and the picture signal of high resolution are displayed on the transitional zone 18 by the electron beam of CRT12. However, in the transitional zone, if the lightness of the picture signal of a low resolution decreases toward the focusing field 17 and separates after this, it will increase. Moreover, the lightness of the picture signal of high resolution increases toward the focusing field 17, and if it will separate from now on, it will decrease. Advantageously, by the transitional zone 8, the lightness of the picture signal of a low resolution is fallen thru/or raised, as the lightness of the picture signal of high resolution goes up thru/or falls. If the lightness rise or the lightness fall is continuous, advantageously smooth shift will be obtained and an observer 2 will not notice.

[0014] For example, the horizontal deflection signal is shown in drawing 3. here -- the sweep of the picture signal of high resolution is carried out for the picture signal of a low resolution to a screen by the electron beam in a time domain tL in a time domain tA.

[0015] All scanning-line signals are transmitted on a screen between time domains tA.

[0016] In the time domain tL (drawing 6) following a time domain tA, the picture signal of high resolution is not transmitted by the electron beam to the horizontal location field H1.

[0017] Between a time domain tL and the horizontal position fields H1 and H2, the picture signal of high resolution is transmitted, and as already explained, lightness goes up.

[0018] Transmission of the picture signal of high resolution is performed further without change of lightness in a time domain tL and the horizontal position field between H2 and H3.

[0019] Transmission of the picture signal of high resolution is performed by already explained reduction of lightness in a time domain tL and the horizontal position field between H3 and H4.

[0020] After a time domain tL and the horizontal position field H4, transmission of the picture signal of high resolution is not performed any more. An electron beam "becomes that is, worse."

[0021] Therefore, between time domains tL, only the picture signal of high resolution is transmitted to the transitional zone 18 and the focusing field 17. The suitable horizontal deflection signal over a deflecting coil 15 is shown in drawing 4. The horizontal position of a pixel is appointed by the direct-current-voltage component of this horizontal deflection electrical potential difference.

[0022] The image alternation fw (drawing 5) is obtained from $fw=1/tw$. tw is compounded from time domains tA and tL here. The vertical position of (referring to the arrow head), the transitional zone 18, and the focusing field 17 is controllable by shifting a vertical deflection signal in a time domain tA.

[0023] When a standby mode 3, i.e., an eyepiece camera, does not record the field 17 by which focusing was carried out, a picture signal is displayed by the display 1 by the comparatively coarse matrix of 5122 or 10242 out of the field 17 by which focusing was always carried out. This picture signal is loaded very much to a high speed by the 2nd count unit 6 from an image memory 8, and can be displayed on a display 1. In the field 17 detected as focusing having been carried out with the eyepiece camera 3, the number of scanning lines by which a sweep is carried out with the electron beam of CRT12 is max. Here, while loading the picture signal of high resolution from the picture signal memory 8, a short-time indication of the coarse matrix can also be given. Advantageously, this matrix is chosen as an observer 2 here so that a difference cannot be identified.

[0024] The resolution of a display 1 is advantageously reduced depending on the distance from the gaze field 17. The resolution of a display 1 should be reduced as follows. That is, it should decrease so that an observer 2 cannot distinguish the difference of the resolution which exists at the core of a visual field, and the resolution besides a visual field.

[0025] It is made for the number of scanning lines by which a sweep is advantageously carried out with an electron beam to also become max in the field 17 detected as a field by which focusing was carried out with the eyepiece camera 3. A configuration of the square shows that the field 17 by which focusing was carried out is especially circular, or an advantageous thing.